

4/3,DA/2

DIALOG(R)File 351:Derwent WPI

(c) 2006 The Thomson Corporation. All rts. reserv.

0012970728

WPI ACC NO: 2003-048080/200305

XRPX Acc No: N2003-037852

Wireless measurement of cerebral pressure, employs miniature transponder with membrane sensor also forming part of oscillatory circuit capacitance

Patent Assignee: UNIV DRESDEN TECH (UYDR)

1 patents, 1 countries

Patent Family

Patent Number	Kind	Date	Application Number	Kind	Date	Update
DE 20121388	U1	20020926	DE 10119382	U	20010418	200305 B
			DE 20121388	U	20010418	

Priority Applications (no., kind, date): DE 20121388 U 20010418; DE 10119382 A 20010418

Patent Details

Number	Kind	Lan	Pg	Dwg	Filing Notes
DE 20121388	U1	DE	14	4	Based on application DE 10119382

Alerting Abstract DE U1

NOVELTY - A deformable membrane and a counter-electrode are micro-structured on a substrate. These are spaced apart, forming the capacitance (2) of the oscillatory circuit (13). On the substrate a resistance (3) and inductance (4) are also micro-structured. The sensor is encapsulated in a biocompatible material.

USE - To measure pressure in fluids, particularly biological fluids and especially cerebral pressures.

ADVANTAGE - Using the new wireless device, precise intracranial pressure measurement is achieved. This e.g. assists diagnosis of innate hydrocephalus internus i.e. water on the brain, in small children. With microelectronic implementation, a sensor size less than 4 mm³ is achievable. The circuit can be microstructured conventionally in silicon.

DESCRIPTION OF DRAWINGS - A schematic view of the general arrangement is shown.

- 2 capacitance
- 3 resistance
- 4 inductance
- 13 oscillatory circuit



①9 BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENT- UND
MARKENAMT

⑫ **Gebrauchsmusterschrift**
⑩ **DE 201 21 388 U 1**

⑤① Int. Cl. 7:
A 61 B 5/03
G 01 L 9/12

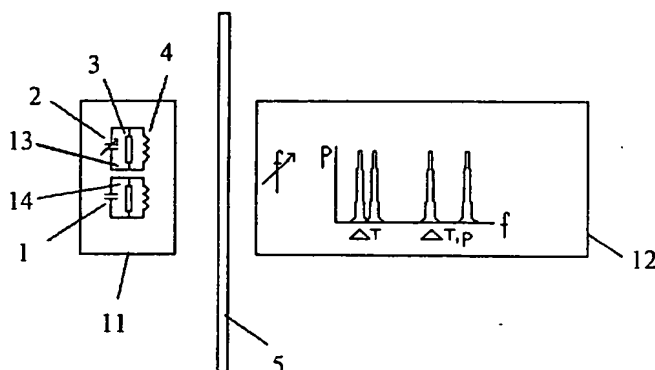
⑦① Aktenzeichen: 201 21 388.5
⑥⑦ Anmeldetag: 18. 4. 2001
aus Patentanmeldung: 101 19 382.3
④⑦ Eintragungstag: 26. 9. 2002
④③ Bekanntmachung
im Patentblatt: 31. 10. 2002

DE 201 21 388 U 1

⑦③ Inhaber:
Technische Universität Dresden, 01069 Dresden, DE
⑦④ Vertreter:
Sender, F., Dipl.-Ing., 01069 Dresden

⑤④ Einrichtung zur drahtlosen Druckmessung in Flüssigkeiten

⑤⑦ Einrichtung zur Durchführung von Druckmessung in biologischen Flüssigkeiten, insbesondere zur Hindrucküberwachung, bestehend
– aus einem in eine Flüssigkeit einbringbaren Sensor (1, 11), der eine temperatur- und druckabhängige Kapazität (2), einen Widerstand (3) sowie eine Induktivität (4) zu einem passiven Schwingkreis (13) geschaltet aufweist,
– aus einer außerhalb der Flüssigkeit befindlichen Sende- und Empfangseinheit (12) zum Senden von Signalen an den Sensor (11) und zum Empfangen und Auswerten von Signalen, die von dem Sensor (11) nach dessen Anregung empfangenen werden,
– wobei die Frequenz des Sensors (11) von der Sende- und Empfangseinheit (12) zur Detektierung des Drucks in der biologischen Flüssigkeit abfragbar ist.
dadurch gekennzeichnet, dass
– auf einem Substrat (9) eine deformierbare Membrane (6a) und eine Gegenelektrode (6b) mikrostrukturiert sind, die durch einen Zwischenraum (7) beabstandet sind und somit die Kapazität (2) des Schwingkreises (13) bilden,
– auf dem Substrat (9) weiterhin der Widerstand (3) und die Induktivität (4) des Schwingkreises (13) mikrostrukturiert sind, und
– der Sensor (11) mittels eines biokompatiblen Materials gekapselt ist.



DE 201 21 388 U 1

Einrichtung zur drahtlosen Druckmessung in Flüssigkeiten

Beschreibung

Die Erfindung betrifft eine Einrichtung zur drahtlosen Druckmessung in Flüssigkeiten nach dem Oberbegriff des Anspruchs 1. Die Erfindung ist zur vorrangigen Nutzung im biologisch - medizinischen Bereich, insbesondere für die Hirndruckmessung vorgesehen.

In der Neurochirurgie wird eine exakte intrakranielle Druckvermittlung für die Diagnosen von angeborenem Hydrocephalus internus (sog. Wasserkopf bei Kleinkindern) und erworbenen Hydrocephalus internus bei Kindern und Erwachsenen benötigt.

Der Hydrocephalus internus wird verursacht durch Zirkulationsstörungen des Liquor (Hirnwasser) in den Hirnkammern und auf dessen Wegen im Zentralen Nervensystem. Diese Wege werden von raumfordernden Prozessen wie Hirntumoren oder Blutungen entweder verlegt oder besetzt. Damit kann das Hirnwasser nicht mehr normal abfließen, die Hirnkammern vergrößern sich und damit steigt der intrakranielle Druck an und verursacht schwere neurologische Defizite bis zur Bewußtlosigkeit und Tot.

Beim Schädelhirntraumata ist die Erfassung des intrakraniellen Drucks insofern von großer Bedeutung für den Patienten, da die Sauerstoffzufuhr für das Hirngewebe und die intrakranielle Blutversorgung exakt kontrolliert werden muß. Voraussetzung hierfür ist eine exakte Messung des intrakraniellen Drucks.

Bei intrakraniellen Raumforderungen wie Tumoren und Blutungen, insbesondere bei raumfordernden Prozessen im Kleinhirn ist eine exakte Erfassung des intrakraniellen Drucks für Patient und Operateur von entscheidender Bedeutung.

Für die geschilderten Krankheitsbilder ist die exakte Vermittlung des intrakraniellen Drucks von großer Bedeutung für die Mediziner.

Aus der DE 38 41 429 ist eine Vorrichtung zur Messung des intrakraniellen Drucks bekannt, dessen Elemente in Leiterplattentechnik aufgebaut sind. Die damit verbundene Größe erlaubt den Einbau des Drucksensors nur zwischen Dura und Schädelknochen.

In der Druckschrift Husak M., Jakovenko J.: „Sensor System with Wireless Data Communication“ (IEEE Proceedings, International Conference on Information Technology: Coding and Computing, 2.-4.4.2001, S.115-119) wird ein drahtloses Meßsystem vorgestellt, dass auf der Abfrage eines passiven Schwingkreises beruht. Der Einsatz in Flüssigkeiten, speziell menschlichen Körpern, ist nicht zu erkennen.

DE 197 05 474 A1 beschreibt eine implantierbare Meßeinheit zur intrakorporalen Messung von Patientendaten, insbesondere von Hirndrücken. Diese Meßeinheit ist als aktives System ausgeführt und benötigt daher für die Telemetrieinheit zusätzlich Raum im Körper.

Weiterhin ist aus der US 6 165 135 ein implantierbarer Resonanzkreis bekannt, dessen Antwort auf eine äußere Anregung abgefragt wird.

Ferner ist aus der DE 43 41 903 A1 ein implantierbares telemetrisches Endosystem bekannt, das für die Aufrechterhaltung seiner Funktion eine implantierbare Energieversorgung benötigt.

Die heute bekannten, zur drahtlosen Druckmessung im menschlichen Körper eingesetzten Anordnungen bestehen aus einem Druckmeßsystem, vorzugsweise einem mit mikroelektronischen Verfahren hergestellten Kondensator, dessen Kapazität über eine Membrane das Drucksignal ausließt, und einer elektronischen Signalverarbeitungseinheit (Dresdner Transferbrief Nr. 3/2000, S.31). Diese Verarbeitungseinheit dient sowohl der Meßwertaufbereitung wie auch der drahtlosen Weiterleitung des Signals durch die menschliche Haut nach außen.

Nachteilig daran ist, dass für diese Art der aktiven Meßzelle beide Einheiten, Sensor und Signalverarbeitungseinheit, im menschlichen Körper platziert werden müssen. Erst der Empfänger befindet sich außerhalb des menschlichen Körpers. Weiterhin ist für den Betrieb der elektronischen Signalverarbeitungseinheit Energie notwendig, die entweder aus einer mit in dem Implantat integrierten Batterie bzw. mittels des Transformatorprinzips zur Einheit übertragen werden muß.

Aufgabe der Erfindung ist es, eine Lösung zur drahtlosen Druckmessung in Flüssigkeiten, insbesondere zur Hirndrucküberwachung anzugeben, wobei die Signalauslesung durch eine Sende- und Empfangseinheit außerhalb des Körpers gewährleistet sein soll.

Erfindungsgemäß wird die Aufgabe durch eine Einrichtung in Verbindung mit den im Oberbegriff des Anspruchs 1 genannten Merkmalen dadurch gelöst, dass auf einem Substrat eine deformierbare Membrane und eine Gegenelektrode mikrostrukturiert sind, die durch einen Zwischenraum beabstandet sind und somit die Kapazität des Schwingkreises bilden, auf dem Substrat weiterhin der Widerstand und die Induktivität des Schwingkreises mikrostrukturiert sind, und der Sensor mittels eines biokompatiblen Materials gekapselt ist.

Dadurch dass der Sensor nur aus einem druckabhängigen elektrischen Schwingkreis besteht, dessen Bauelemente unter Einsatz bekannter Technologien aus der Mikroelektronik und Mikrosystemtechnik aufgebaut sind, können Abmessungen für den implantierbaren Sensor unter 4 mm^3 erreicht werden.

Die gesamte Einrichtung besteht aus einer Sende- und Empfangseinheit und dem schon erwähnten Sensor. Die Informationsübertragung erfolgt magnetisch oder elektromagnetisch. Zur Erzielung einer hohen Eingangsempfindlichkeit der Empfänger und damit einer hohen Reichweite und um Störungen aus anderen Frequenzbereichen zu unterdrücken, werden auf beiden Seiten im Arbeitsbereich aufeinander abgestimmte Schwingkreise verwendet. Die Datenübertragung vom Sensor zur Sende- und Empfangseinheit erfolgt über eine Verstimmung der Frequenz. Die im Sensor (innerem Schwingkreis) eingebaute druckabhängige Kapazität bestimmt die Resonanzfrequenz des Sensors, die über die Sende- und Empfangseinheit ermittelt wird. Systeme, die geeignet sind, bei der Datenübertragung auch elektrisch- und magnetisch leitfähige Materialien (wie z.B. die Körperflüssigkeit im Gehirn) zwischen Sender und Empfänger zu durchdringen, arbeiten mit einer niedrigen Trägerfrequenz.

Der mikromechanische Sensor, weist vorteilhaft einen ersten Schwingkreis, bestehend aus den passiven Bauelementen druckabhängiger Kondensator, Spule und Widerstand auf. Diese mikromechanischen Sensorelemente in Silizium-Technologie haben einige Vorteile gegenüber herkömmlichen Sensoren. Neben geringerem Platzbedarf und niedrigeren Produktionskosten spielen auch die günstigen chemischen und mechanischen Eigenschaften von Silizium eine

Rolle. Außerdem ist die mechanische Belastbarkeit von Mikrostrukturen besonders groß, etwa die Beständigkeit gegen extreme Beschleunigung oder Materialermüdung.

Durch die Anwendung und Weiterentwicklung von Mikrostruktur- und Mikrosystemtechniken auf Silizium und unter Verwendung von biokompatiblen Materialien (u.a. Silikon) lässt sich der erfindungsgemäße Sensor fertigen. Hierbei werden Membranen und Leiterzüge für die drei Bauelemente in Dünnschichttechnik auf Silizium erzeugt und mit biokompatiblen Materialien verkapselt.

Die Vorteile der Erfindung sind:

- Reduzierung der Größe des einzubauenden Sensors auf ein Minimum,
- keine transformatorische Energieübertragung bzw. kein Batterieeinbau in den menschlichen Körper,
- Reduzierung des Ausfallrisikos,
- die postoperative Infektionsgefahr ist nicht mehr vorhanden, da die Meßeinheit komplett intrakraniell und subkutan im OP Saal platziert wird,
- der Patient benötigt keine Intensivüberwachung mehr, damit reduzieren sich die Betreuungskosten,
- für den Patienten entsteht damit eine deutlich komfortablere Situation; es besteht keine direkte Verkabelung mehr mit einem Monitoringsystem, so dass der Patient in seiner Beweglichkeit im alltäglichen Leben nicht eingeschränkt ist.

Die erfindungsgemäße Lösung ermöglicht somit eine ständige ambulante Überwachung beispielsweise für Patienten mit dauerhaft implantierter Hirnwasserableitung bei Hydrocephalus internus – Shuntoperation (Abbildung 3).

Damit sind sogar die Eltern eines betroffenen Kindes selbst in der Lage, die intrakraniellen Druckverhältnisse zu überwachen und bei Auftreten von Komplikationen der Hirnwasserableitung (Verlegung/Verstopfung) den damit verbundenen Druckanstieg sofort festzustellen und den behandelnden Neurochirurgen aufzusuchen.

Bei nicht dauerhafter, vorübergehender Druckmessung besteht ebenfalls die Möglichkeit ohne Krankenhausaufenthalt die Kontrolle der Druckmessung von den weiter behandelnden Ärzten vornehmen zu lassen.

Darüber hinaus kann die Erfindung ebenso zur Druckmessung im intraarteriellen und intravenösen Raum (Arterien, Venen) ohne notwendige Verkabelung angewendet werden. Der gemessene Druck wird transkutan erfasst. Die Vorteile entsprechen denen bei der intrakraniellen Druckmessung.

Die Erfindung wird nachfolgend an Hand von Ausführungsbeispielen näher erläutert. In den Zeichnungen zeigen:

Fig. 1 eine schematische Darstellung der erfindungsgemäßen Einrichtung, bestehend aus Sensor und Sende- und Empfangseinheit

Fig. 2 eine mikrotechnologische Realisierung des erfindungsgemäßen Sensors im Schnitt

Fig. 3 eine schematische Darstellung der implantierten Mittel nach einer Shuntoperation

Fig. 4 eine Darstellung möglicher Messstellen für eine Hirndruckmessung.

In der Fig. 1 ist ein prinzipieller Aufbau der Einrichtung bestehend aus Sensor 11 und Sende- und Empfangseinheit 12 dargestellt. Auf dem Sensor 11 ist ein erster Schwingkreis 13, bestehend aus einer druck- und temperaturabhängigen Kapazität 2, einem Widerstand 3 und einer Induktivität 4 aufgebracht. Ein weiterer Schwingkreis 14 auf dem Sensor 11 unterscheidet sich vom ersten Schwingkreis 13 durch eine nur temperaturabhängige Kapazität 1. Sensor 11 und Sende- und Empfangseinheit 12 sind räumlich voneinander getrennt. Der Sensor 11 ist unterhalb der menschliche Haut 5 positioniert. Mit der Sende- und Empfangseinheit 12 lassen sich die beiden Schwingkreise auf dem Sensor 11 mittels einer durchstimmbaren Frequenz abfragen. Die Sende- und Empfangseinheit 12 liefert ein nur temperaturabhängiges und ein temperatur- und druckabhängige Signal.

In der Fig. 2 eine mikrotechnologische Realisierung des erfindungsgemäßen Sensors im Schnitt dargestellt. Ein mikromechanische Sensor 11, der entsprechend der Darstellung in Fig. 4 in der Körperflüssigkeit im Gehirn plaziert wird, besteht aus einem ersten Schwingkreis 13, der seinerseits aus einer druckabhängigen Kapazität, Induktivität und Widerstand besteht. Das durch die Gehirndruckschwankungen beeinflusste Bauelement, der Kondensator, ist durch die in der Mikroelektronik verwendeten Schichtätztechniken auf einem Substrat 9 aus Silizium hergestellt. Die Kapazität wird aus einer Membrane 6a, die eine Elektrode bildet, einem Zwischenraum 7 mit definiertem Innendruck und einer elektrisch leitfähigen Gegenelektroden 6b gebildet. Zur

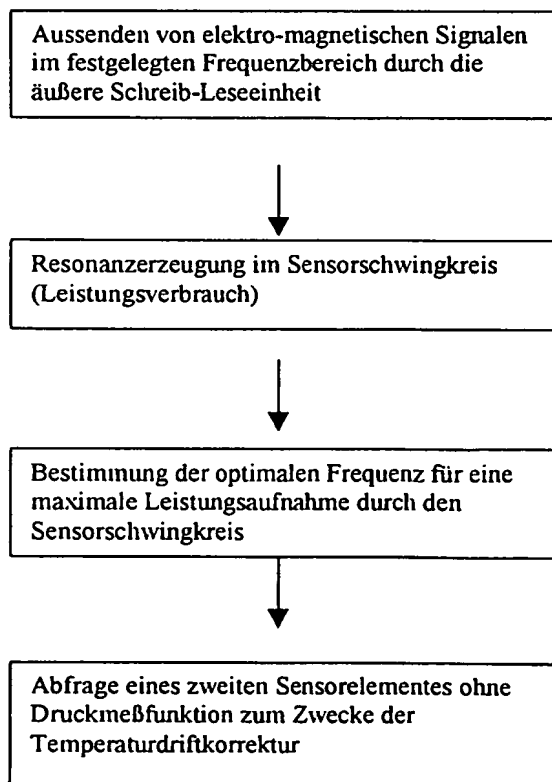
Verstärkung des elektrisch auswertbaren Signals können mehrere Kondensatoren in Parallelschaltung vorgesehen werden.

Die so aufgebaute Kapazität ist mit einer als Planarspule ausgeführten Induktivität und einem Widerstand gekoppelt. Parallel zum Schwingkreis 13 ist ein zweiter Schwingkreis 14 zur Temperaturdriftkorrektur auf dem Substrat 9 aufgebaut. In diesem Schwingkreis 14 ist die Kapazität ohne Zwischenraum (und damit unabhängig) vom Druck aufgebaut. Anstelle des Zwischenraums 7 ist hier ein Dielektrikum 10 aus Siliziumdioxid vorgesehen.

Der Sensor wird zur Verhinderung des Eindringens von Flüssigkeit von einem Silikonmantel 8 umhüllt. Die Membrane 6 wird an deren Rand vom Silikonmantel 8 bedeckt. Der übrige Bereich der Membrane 6 liegt frei.

Die Abfragefrequenz der beiden Schwingkreise 13,14 ist zur besseren Unterscheidung des druckabhängigen Signals vom nur temperaturabhängigen Signal um Δf versetzt.

Das Auslesen des Drucksignals in der Flüssigkeit erfolgt durch nachfolgende Arbeitsschritte:



D 30 05 02

DE 20 05 02

7

Zuordnung der ermittelten Frequenz nach
Temperaturdriftkorrektur dem entsprechenden
Druckwert

Fig. 3 zeigt eine schon erwähnte Darstellung der implantierten Mittel nach einer Shuntoperation.

Fig. 4 zeigt mögliche Messstellen für die Gehirndruckmessung. Der erfindungsgemäße Sensor lässt sich an jeder der in Fig. 4 dargestellten Positionen anordnen. Eine intraventriculare Anordnung des Sensors erweist sich dabei als besonders günstig, da hierdurch eine genaue Ermittlung des Hirninnendrucks erfolgen kann.

DE 20 21 388 U1

Bezugszeichenliste

1	Kapazität
2	Kapazität
3	Widerstand
4	Induktivität
5	Menschliche Haut
6a	Membrane
6b	Gegenelektrode
7	Zwischenraum
8	Silikonmantel
9	Substrat
10	Dielektrikum
11	Sensor
12	Sende- und Empfangseinheit
13	erster Schwingkreis
14	zweiter Schwingkreis
15	intraventriculärer Raum
16	intraparenchymaler Raum
17	subarachnoidaler Raum
18	epiduraler Raum
P	zu berechnender Druck
IVP	intraventricularer Druck
CP	Schaltdruck
HP	hydrostatischer Druck
IPP	intraperitonealer Druck

Schutzansprüche

1. Einrichtung zur Durchführung von Druckmessung in biologischen Flüssigkeiten, insbesondere zur Hindrucküberwachung, bestehend
 - aus einem in eine Flüssigkeit einbringbaren Sensor (11), der eine temperatur- und druckabhängige Kapazität (2), einen Widerstand (3) sowie eine Induktivität (4) zu einem passiven Schwingkreis (13) geschaltet aufweist,
 - aus einer außerhalb der Flüssigkeit befindlichen Sende- und Empfangseinheit (12) zum Senden von Signalen an den Sensor (11) und zum Empfangen und Auswerten von Signalen, die von dem Sensor (11) nach dessen Anregung empfangen werden,
 - wobei die Frequenz des Sensors (11) von der Sende- und Empfangseinheit (12) zur Detektierung des Drucks in der biologischen Flüssigkeit abfragbar ist.

dadurch gekennzeichnet, dass

 - auf einem Substrat (9) eine deformierbare Membrane (6a) und eine Gegenelektrode (6b) mikrostrukturiert sind, die durch einen Zwischenraum (7) beabstandet sind und somit die Kapazität (2) des Schwingkreises (13) bilden,
 - auf dem Substrat (9) weiterhin der Widerstand (3) und die Induktivität (4) des Schwingkreises (13) mikrostrukturiert sind, und
 - der Sensor (11) mittels eines biokompatiblen Materials gekapselt ist.
2. Einrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass der Zwischenraum (7) mit einem definierten Innendruck zwischen dem Substrat (9) und der Membrane (6a) beaufschlagt ist.
3. Einrichtung nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, dass auf dem Substrat (9) ein zweiter Schwingkreis (14) mit einer temperaturabhängig arbeitenden Kapazität (1) vorgesehen ist, dessen Resonanzfrequenz eine Differenz zum ersten Schwingkreis (13) aufweist.
4. Einrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, dass der erste (13) und/oder der zweite Schwingkreis (14) zur Erhöhung der Empfindlichkeit parallele Kapazitäten (13'; 14') aufweist/sen.

5. Einrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, dass die Bauelemente der Schwingkreise (13;14) mittels mikroelektronischer Techniken auf einem Substrat (9) aus Silizium aufgebracht und strukturiert sind.
6. Einrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, dass die Bauelemente der Schwingkreise (13;14) sämtlich passiv sind.
7. Einrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 6, dadurch gekennzeichnet, dass zum Auslesen des Sensors (11) die Sende- und Empfangseinheit (12) mit einer niedrigen Trägerfrequenz betreibbar ist.
8. Einrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 7, dadurch gekennzeichnet, dass von der Sende- und Empfangseinheit (12) frequenzversetzt ein zweiter Schwingkreis (14) im Sensor (11) anregbar ist, wobei das ermittelte Signal zur Temperaturdriftkorrektur herangezogen wird.
9. Einrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 8, dadurch gekennzeichnet, dass mittels eines zweiten Schwingkreises im Sensor (11), der eine temperaturabhängigen Kapazität (1) aufweist, eine zweite Resonanzfrequenz abgefragt wird, die zur Temperaturdriftkorrektur herangezogen wird.
10. Einrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 9, dadurch gekennzeichnet, dass die telemetrische Übertragung von Daten bei einer Frequenz von 1 kHz bis 2,45 GHz erfolgt.

Hierzu 3 Blatt Zeichnungen

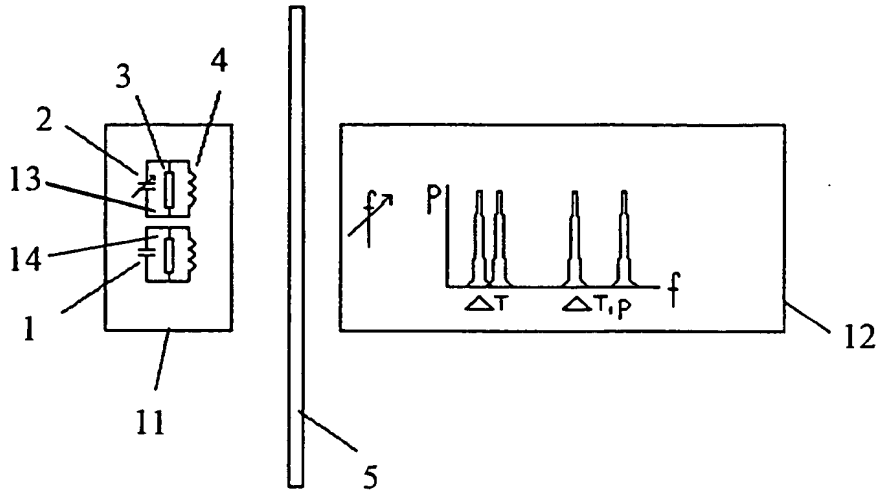


Fig. 1

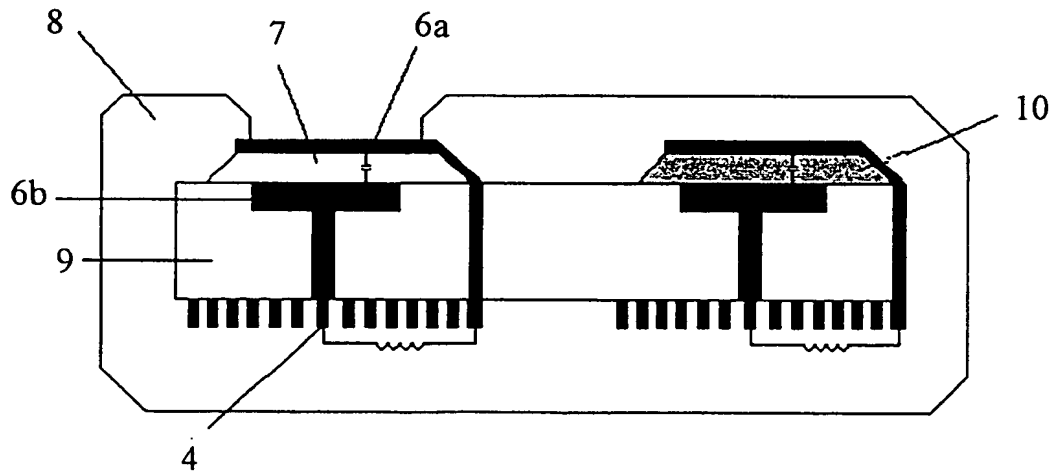


Fig. 2

2/3

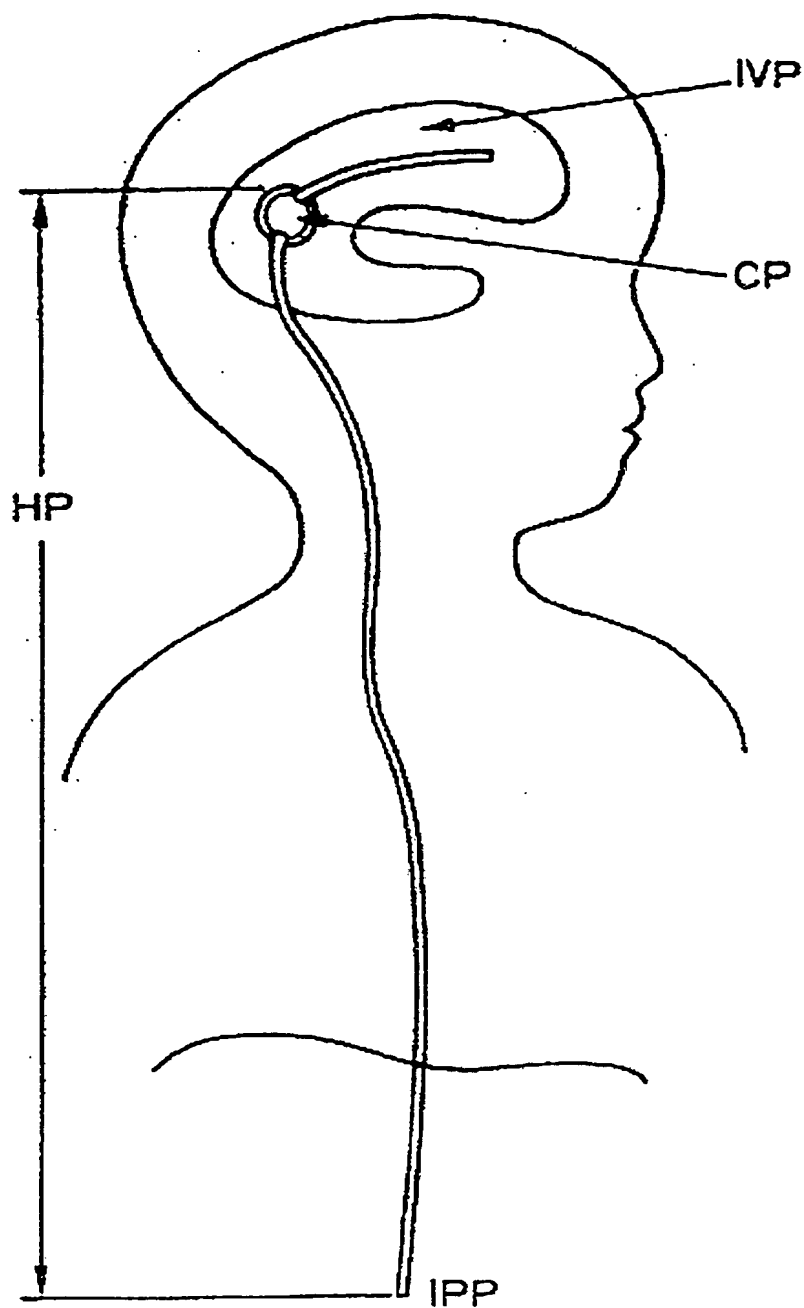


Fig. 3

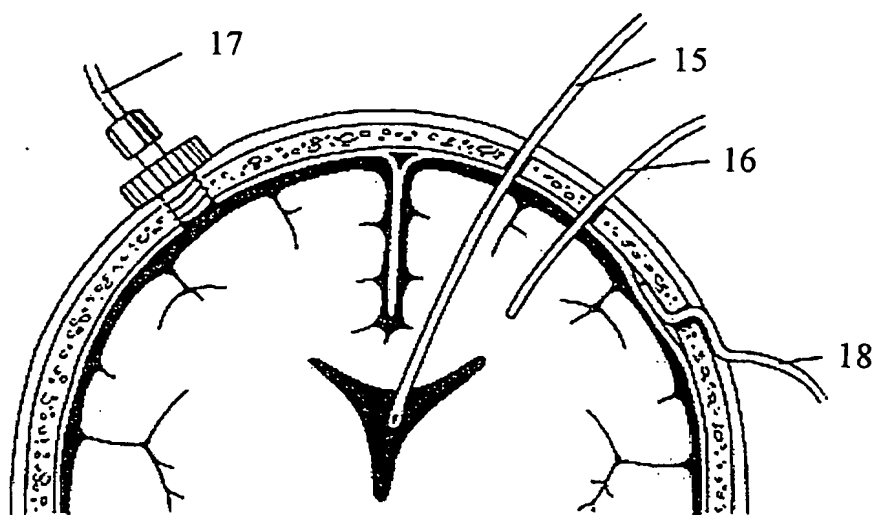


Fig. 4